

540,069

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
15 juillet 2004 (15.07.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2004/059578 A2

(51) Classification internationale des brevets⁷ : **G06T 11/00**

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2003/050195

(22) Date de dépôt international :
19 décembre 2003 (19.12.2003)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
02 16538 23 décembre 2002 (23.12.2002) FR

(71) Déposant (*pour tous les États désignés sauf US*) : COM-
MISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE [FR/FR];
31-33 rue de la Fédération, F-75752 PARIS 15ème (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (*pour US seulement*) :
ROBERT-COUTANT, Christine [FR/FR]; 109 im-
passe du Luiset, F-38410 SAINT-MARTIN D'URIAGE
(FR). GONON, Georges [FR/FR]; 21 rue du Moucherotte,
F-38640 CLAIX (FR). DINTEN, Jean-Marc [FR/FR];
138 rue des Frères Lumières, F-69008 LYON (FR).

(74) Mandataire : POULIN, Gérard; c/o BREVATOME, 3
rue du Docteur Lancereaux, F-75008 PARIS (FR).

(81) État désigné (*national*) : US.

(84) États désignés (*regional*) : brevet européen (AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE,
IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

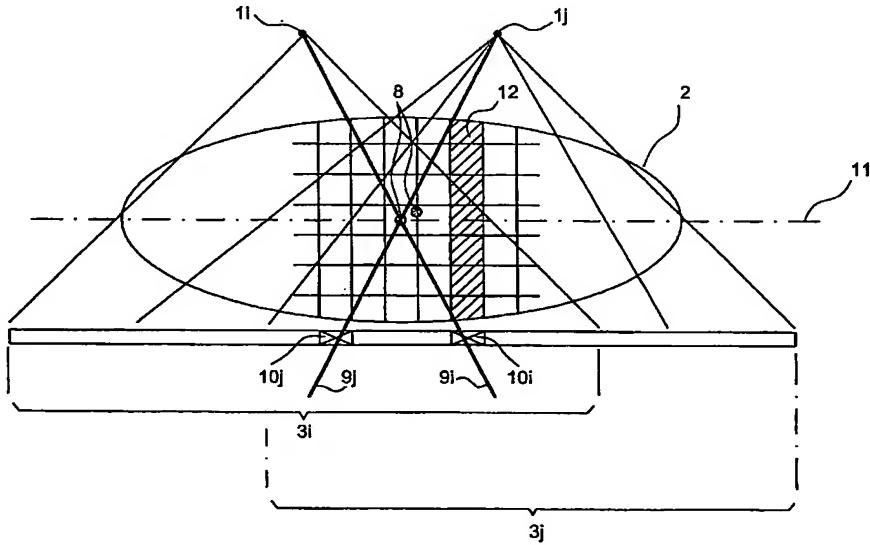
Publié :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée
dès réception de ce rapport

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: METHOD OF RECONSTRUCTING A RADIOGRAPHIC IMAGE BY COMBINING ELEMENTAL IMAGES

(54) Titre : PROCEDE DE RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE RADIOGRAPHIQUE PAR COMBINAISON DE VIGNETTES
SE COUVRANT



(57) Abstract: The invention relates to a method of reconstructing a radiographic image by combining elemental images. In a radiography method whereby an object (2) is examined in numerous steps using a radiation (4) that occupies different positions (4i, 4j), as does the associated network of detectors (3i, 3j), the elemental images are combined into a complete image without junction defects by (i) discretising the object (2) into volumes and (ii) calculating the attenuation in each volume (voxel) (8), in order to obtain images of the object at different reconstruction heights. Subsequently, said images are combined together to produce a more precise final image.

[Suite sur la page suivante]

WO 2004/059578 A2



En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

(57) Abrégé : Dans un procédé de radiographie où un objet (2) est étudié en plusieurs étapes par un rayonnement (4) occupant diverses positions (4i, 4j) de même que le réseau de détecteurs (3i, 3j) associé, la combinaison des vignettes élémentaires en une image d'ensemble sans défaut de jonction est résolue par une discréttisation de l'objet (2) en volumes et un calcul de l'atténuation dans chaque volume (voxel) (8) pour obtenir des images de l'objet à différentes hauteurs de reconstruction ; puis ces images sont combinées entre elles pour obtenir une image finale plus exacte.

PROCEDE DE RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE RADIOGRAPHIQUE
PAR COMBINAISON DE VIGNETTES SE RECOUVRANT

5

DESCRIPTION

L'invention concerne un procédé de reconstruction d'une image radiographique par combinaison d'une collection de vignettes se recouvrant.

Une application importante, mais qui n'est pas exclusive, de l'invention est l'ostéodensitométrie, c'est-à-dire la mesure de densité minérale osseuse (DMO) du corps, où il est aussi entrepris des mesures de la composition des tissus nous en distinguant les tissus maigres des tissus gras. L'examen peut porter sur des régions étendues du corps. La DMO s'exprime comme une masse par unité de surface qui correspond à la projection, d'après des lignes parallèles, de la masse osseuse sur un plan rapportée à une surface unitaire. La multiplication de la DMO par la surface des os donne le contenu minéral osseux ou CMO. Un intérêt de l'invention dans cette application sera non seulement de donner des images meilleures comme on l'indiquera plus loin, mais des mesures particulières plus exactes.

Les images de grande taille en radiographie sont fréquemment obtenues par morceaux, au moyen de vignettes de projection qui sont prises successivement en déplaçant le rayonnement traversant l'objet à différentes positions, ainsi que le réseau

monodimensionnel ou bidimensionnel de détecteurs prenant les mesures. L'assemblage des vignettes donne ensuite l'image recherchée.

Le procédé se complique dans le cas usuel 5 d'un rayonnement divergeant d'un foyer vers le réseau de détecteurs, soit en cône, soit en un ensemble d'éventails plans et parallèles. La figure 1 montre la configuration normale des mesures : le rayonnement comprend une source 1 (ponctuelle ou linéaire) qu'on 10 déplace à chaque mesure le long de l'objet 2 ainsi que le réseau de détecteurs 3. Les positions prises sont notées 1a, 1b, 1c, 1d, et 3a, 3b, 3c et 3d. Pour que l'atténuation du rayonnement soit mesurée à tout endroit de l'objet 2, le faisceau 4 du rayonnement doit 15 comprendre des portions de recouvrement, assez grandes pour que tant point de l'objet 2 soit vu au moins une fois, dans les positions 4a, 4b, 4c et 4d qu'on lui fait prendre, et les vignettes de projection du rayonnement, dont les positions coïncident avec celles 20 3a, 3b, 3c et 3d que le réseau de détecteurs 3 prend successivement, présentent de même des portions de recouvrement. Il est donc impossible de juxtaposer simplement les vignettes pour obtenir l'image globale de l'objet, mais on doit au contraire déterminer les 25 positions des portions de recouvrement sur les vignettes et faire une synthèse du contenu de ces portions de recouvrement pour reconstruire l'image.

Un autre problème qui apparaît est celui du grossissement des détails selon leur distance à la 30 source 1. La largeur de projection de détails 5 de l'objet 2 sur le réseau de détecteurs 3 sera

proportionnellement plus large si les détails 5 sont plus proches de la source 1. Un rayonnement divergent ne permet ainsi ni de juxtaposer facilement des vignettes, ni de respecter l'échelle des détails à 5 l'intérieur de chaque vignette.

La figure 2 permet d'expliciter ces problèmes. Deux détails 5a et 5b espacés verticalement se trouvent dans la portion de recouvrement des vignettes prises par le réseau de détecteur 3 aux 10 positions 3a et 3b. Les rayons passant par le détail 5a sont distants de l'écart 6 sur le plan du réseau de détecteurs 3, et ceux qui traversent le détail 5b sont distants de l'écart 7 sur le même plan ; les écarts sont différents entre eux, et différents du déplacement 15 qu'il a fallu imposer au réseau de détecteurs 3 entre les positions 3a et 3b où les vues ont été prises. Une bonne reconstruction de l'image aux portions de recouvrement impose de combiner entre elles les mesures associées à chacun des détails pour des vignettes 20 différentes, ce qui est impossible à faire directement puisque leurs hauteurs sont inconnues en général. Si on choisit par exemple d'associer les rayons distants de l'écart 6 pour reconstruire les portions de recouvrement, les détails à hauteur de 5a seront rendus 25 correctement, mais les détails présents à d'autres hauteurs ne pourront pas l'être. La combinaison des vignettes produira alors du flou et un grossissement inexact de ces autres détails.

Un procédé de ce genre a cependant déjà été 30 proposé dans l'art. L'image est reconstruite en choisissant une reconstruction exacte des portions de

recouvrement à des hauteurs déterminées, là où les détails importants, et notamment les os pour une radiographie du corps, sont susceptibles de se trouver. Pour obtenir des bons résultats, il faut donc connaître 5 d'abord la hauteur de ces détails. Des coefficients de pondération peuvent privilégier les résultats de l'une ou l'autre des vignettes selon la position considérée sur la portion de recouvrement. La restitution des autres détails de l'image est sacrifiée.

10 Un autre procédé connu consiste à calculer des corrélations entre les portions de recouvrement des différentes vignettes pour évaluer l'écart (6, 7 ou autre) des rayons à associer pour faire la synthèse des portions de recouvrement. Les corrélations dépendent de 15 détails prépondérants présents sur les deux portions de recouvrement et provenant d'un même endroit de l'objet 2. La reconstruction de l'image est accomplie à hauteur de ces détails prépondérants et elle est bonne, si du moins ces détails existent ; mais comme dans le procédé 20 précédent, les détails situés aux autres hauteurs seront mal rendus.

Il faut ajouter que des conflits de hauteur peuvent apparaître si les portions de recouvrement sont nombreuses, et en particulier avec un rayonnement 25 conique où les portions de recouvrement concernent tout le périmètre des vignettes. Deux portions de recouvrement sur deux côtés d'une vignette pourront être reconstruites indépendamment à des hauteurs différentes, tout en ayant une intersection pour 30 laquelle on sera embarrassé à choisir une hauteur de reconstruction.

Un procédé de reconstruction plus correcte d'une image radiographique est proposé avec l'invention. Il est fondé sur une discrétisation générale de l'objet en volumes (voxels) définissant des 5 hauteurs de reconstruction, et des combinaisons des valeurs d'atténuation estimées sur chacun des volumes aux différentes hauteurs de reconstruction pour améliorer l'image globale, sans privilégier nécessairement une hauteur de reconstruction.

10 De façon plus détaillée, l'invention concerne généralement un procédé de reconstruction d'une image radiographique d'un objet traversé par un rayonnement divergent subissant une atténuation, le rayonnement occupant des positions successives ayant 15 des portions de chevauchement et l'atténuation étant mesurée par un réseau de détecteurs, sur lesquels le rayonnement se projette et donnant des vignettes de l'image respectivement associées aux positions du rayonnement et comprenant aussi des portions de 20 chevauchement, le procédé comprenant une combinaison de vignettes pour reconstruire l'image, ainsi que les étapes suivantes :

- discrétiser l'objet en voxels définissant des hauteurs de reconstruction,
- 25 - associer chaque voxel à au moins un détecteur respectif du réseau sur lequel le rayonnement se projette après avoir traversé ledit voxel,
- attribuer une valeur d'atténuation à 30 chaque voxel d'après les valeurs mesurées par ledit détecteur associé,

- et combiner les valeurs d'atténuation des voxels aux différentes hauteurs de reconstruction pour obtenir une image bidimensionnelle.

Dans une des formes de l'invention, la 5 valeur d'atténuation attribuée à chaque voxels est égale à la somme des valeurs mesurées par ledit détecteur associé, divisée par le nombre des vignettes que contribuent à donner ledit détecteur associé et par la longueur de chaque voxel qui a été traversée, et les 10 valeurs d'atténuation des voxels sont combinées par une combinaison numérique sur des groupes des voxels superposés aux différentes hauteurs de reconstruction. Et dans une autre de ses formes, la valeur 15 d'atténuation attribuée à chaque voxel est obtenue par rétroprojection itérative des valeurs d'atténuation mesurées par les détecteurs, des valeurs provisoires étant attribuées aux voxels et corrigées après avoir été projetées sur les détecteurs, en calculant des différences entre des sommes et les valeurs provisoires 20 sur des lignes de projection aux valeurs mesurées par les détecteurs sur lesdites lignes de projection, et en répartissant les différences sur lesdites lignes de projection pour corriger les valeurs provisoires. On effectuera aussi une combinaison numérique des groupes 25 de voxels.

L'invention sera maintenant décrite complètement en liaison aux figures, dont la figure 1 schématisse le procédé de réalisation des vignettes, la 30 figure 2 illustre le problème de reconstruction à une hauteur arbitraire, la figure 3 illustre les éléments

explicatifs de l'invention, et les figures 4 et 5 sont des organigrammes de deux modes du procédé.

On passe au commentaire de la figure 3. L'objet 2 est discrétisé en volumes élémentaires ou voxels 8 qui définissent des hauteurs de reconstruction 11. Le rayonnement passe à travers les voxels 8 par des rayons 9i et 9j, qui sont plusieurs pour les voxels 8 appartenant aux portions de recouvrement, et qui sont originaires de positions respectives 1i et 1j de la source 1 et se projettent sur des détecteurs respectifs 10i et 10j qui leur sont associés pour les positions correspondantes 3i et 3j du réseau de détecteurs 3. Les détecteurs 10 mesurent des atténuations des rayons 9 à travers tout l'objet 2, et donc à travers tous les voxels tels que 8 qu'ils traversent. Dans la pratique, les voxels 8 se projettent sur une surface qui peut englober plusieurs détecteurs 10 complètement, et d'autres partiellement. Le système est calibré pour associer à chaque voxel 8 les détecteurs 10 sur lesquels il se projette et répartir sur eux les proportions de son atténuation. Nous n'évoquerons pas ici ces techniques de calibration, qui sont tout à fait usuelles dans l'art, et considérerons des voxels 8 se projetant complètement sur un détecteur 10 unique le long d'un rayon de projection unique par souci de simplicité des explications.

D'après la figure 4, le procédé commence par une étape A de discrétisation générale de l'objet 2 en voxels 8 dont les couches définissent les hauteurs de reconstruction 11 de l'image. En pratique, les hauteurs de reconstruction 11 seront assez peu

nombreuses et les voxels 8 plutôt parallélépipédiques, allongés en hauteur, que cubiques. Les étapes suivantes B et C consistent à se placer à une hauteur de reconstruction 11 et un voxel 8 déterminés. On 5 recherche alors les rayons tels que 9i et 9j passant par le voxel 8 considéré, et les détecteurs 10i et 10j de projection desdits rayons sur le réseau de détecteurs 3, à l'étape D. L'étape suivante E consiste à lire la mesure d'atténuation des rayons 9i et 9j sur 10 les détecteurs 10i et 10j. A l'étape suivante F, une moyenne de ces atténuations est faite, du moins pour les voxels 8 appartenant aux portions de recouvrement et qui sont donc traversés par au moins deux rayons 9. Une pondération peut être appliquée aux différentes 15 mesures, en accordant par exemple plus de poids à celles qui proviennent de rayons sensiblement verticaux, ce qui améliore en particulier l'image aux positions de de recouvrement des vignettes. Les étapes C à E ou F sont ensuite répétées pour tous les volumes 20 de la couche considérée ; après quoi, à l'étape G, une image de l'objet 2 est reconstruite.

Cette image est une image de l'ensemble de l'objet 2, et pas seulement une image de coupe à la hauteur considérée, puisque les atténuations mesurées 25 par les détecteurs 10 le long des rayons 9 ont été supposées concentrées aux voxels 8 de la couche à cette hauteur.

Ensuite, on revient à l'étape B pour reconstruire l'objet 2 à une autre hauteur, et le cycle 30 des étapes C à G recommence avec les voxels 8 de la couche associée.

Quand les images de l'objet 2 ont été reconstruites à toutes les hauteurs, elles sont combinées à l'étape H avec l'espoir d'obtenir une image plus exacte. Plusieurs procédés peuvent être envisagés.

5 Le plus simple consiste peut-être à faire des moyennes des images sur des colonnes 12 (à la figure 3) de voxels 8 empilés appartenant à des couches différentes, avec éventuellement une pondération pour favoriser les couches les plus représentatives. Eventuellement, on

10 peut choisir une seule des images qu'on juge meilleure que les autres, ou un assemblage de plusieurs des images aux endroits qu'elles représentent le mieux. Toutes ces méthodes devraient donner de meilleurs résultats que celles de l'art antérieur qu'on a

15 décrites auparavant.

On ne fera que mentionner certains procédés de correction qui sont usuels dans l'art et qui ne sont pas affectés par l'invention.

Le rayonnement diffusé peut tout d'abord

20 être soustrait des mesures avant d'exploiter celles-ci. Plusieurs procédés existent pour faire cette soustraction, dont le plus simple, qu'on donne à titre d'exemple, est peut-être de procéder à une mesure supplémentaire où un écran est intercalé entre l'objet

25 2 et le réseau de détecteurs 3 en masquant certains des détecteurs 10. Les détecteurs 10 masqués ne sont pas touchés par le rayonnement direct des rayons 9, mais seulement par le rayonnement diffusé, qui est alors mesuré par ces détecteurs et qui peut être déduit par

30 des interpolations pour les autres détecteurs.

Les atténuations d'un rayonnement peuvent en général être exprimées par un coefficient multiplicateur du rayonnement initial I_0 inférieur à l'unité et égal à $e^{-\mu l}$, où l est la longueur 5 d'atténuation et μ le coefficient d'atténuation caractéristique du matériau, et qui est en général la valeur qu'on recherche pour reconstruire l'image. Les détecteurs 10 mesurent directement le rayonnement I qui n'a pas été absorbé par l'objet 2 et qui est égal à 10 $I_0 e^{-\mu l}$; on peut en déduire le produit μl , puis la valeur de μ si on divise les valeurs de μl par les longueurs de traversée de l'objet 2 par les rayons 9, après les avoir estimées par une autre mesure ou les avoir évaluées géométriquement.

15 Un autre mode de réalisation de l'invention sera maintenant décrit au moyen de la figure 5. Après une étape de discrétisation J semblable à celle A de la réalisation précédente, on effectue au mieux une division en blocs à l'étape K . En effet, la résolution 20 qui va être entreprise peut devenir malaisée si le système considéré est trop volumineux. En pratique chaque bloc pourra comprendre les voxels 8 associés à une vignette. Qu'une division en blocs soit faite ou non, le problème à résoudre peut s'exprimer par $\tilde{p} = M\tilde{x}$ 25 où \tilde{x} désigne les inconnues, c'est-à-dire les atténuations aux voxels 8, \tilde{p} désigne les projections de ces valeurs, c'est-à-dire les mesures par les détecteurs 10, et enfin M désigne la matrice de projection. Les coefficients m_{ij} de la matrice M 30 représentent la contribution d'un voxel 8 d'indice j à la projection suivant le rayon 9 d'indice i , et peuvent

en général être approchés par la longueur traversée par ce rayon dans ce volume.

L'étape suivante L est une évaluation de l'atténuation aux voxels 8 du bloc considéré. La 5 première évaluation peut être arbitraire, par exemple à des valeurs nulles. Pour chacun des voxels 8 on recherche, d'après l'étape M, le détecteur 10 qui lui est associé par le rayon 9 qui le traverse, comme à l'étape D de la réalisation précédente. L'étape 10 suivante N est une lecture des mesures des détecteurs 10 semblable à l'étape E. La détermination des rayons 9 de projection permet de procéder à une évaluation des valeurs projetées d'atténuation à l'étape O, c'est-à-dire qu'on procède au calcul $M\bar{x}$ pour évaluer \bar{p} . En 15 soustrayant ces valeurs évaluées des projections aux valeurs réelles, mesurées, des mêmes projections, on détermine l'erreur commise dans l'évaluation des valeurs projetées à l'étape P.

L'étape suivante Q est une rétroposition 20 de cette erreur dans les voxels 8 de l'objet 2 afin de corriger les valeurs évaluées de l'atténuation. Concrètement, on procède en exécutant la formule

$$\bar{x}^{(q+1)} = \bar{x}^{(q)} + \lambda^{(q)} \frac{M_{bloc}}{\|M_{bloc}\|} (\bar{p}_{bloc} - M_{bloc} \bar{x}^{(q)}) \quad \text{où} \quad \bar{x}^{(q+1)}$$

et $\bar{x}^{(q)}$ sont des évaluations successives de l'atténuation 25 aux voxels 8 du bloc ; $\lambda^{(q)}$ est un coefficient de relaxation permettant de ne pas se diriger trop vite vers une solution qui ne correspond qu'aux premiers blocs et qui est compris entre 0 et 2 ; ce coefficient n'est d'ailleurs pas uniforme dans les blocs mais peut 30 avantageusement être plus élevé pour les rayons

sensiblement verticaux, ou perpendiculaires aux détecteurs 10, afin de leur donner une importance de pondération plus grande, comme dans la réalisation précédente ; ${}^tM_{\text{bloc}}$ est la transposée de la matrice M pour le bloc considéré ; le terme au dénominateur est un terme de normalisation ; enfin, les termes entre parenthèses représentent l'erreur calculée à l'étape P.

On procède de même pour le bloc suivant, en recommençant le cycle de l'étape K à l'étape Q, puis on revient au premier bloc pour une nouvelle itération, jusqu'à ce que les atténuations évaluées aient convergé vers une solution, ce qu'on exprime par l'étape R. Les voxels 8 inclus dans les portions de recouvrement de l'objet 2 ont été traités de la même façon que les autres, en subissant simplement des itérations plus nombreuses, pour chacun des blocs auxquels ils appartiennent.

On dispose alors d'une image tridimensionnelle de l'objet 2 ; une image bidimensionnelle de bonne qualité peut être obtenue par une combinaison des valeurs obtenues, qui consiste à combiner les valeurs d'atténuation sur les colonnes 12 de volumes 8 empilés.

Le procédé de l'invention permet de concilier une bonne qualité de restitution des détails importants de l'objet étudié avec une bonne qualité d'ensemble de l'image. Il est possible d'obtenir des images dont la résolution est analogue au pas des détecteurs 10.

On s'est placé dans la situation usuelle où le réseau 3 de détecteurs accompagne le mouvement du

1:3

rayonnement 4, mais le procédé pourrait être appliqué sans changement avec un réseau de détecteurs immobile sous l'objet 2 et dont la surface s'étendrait à toutes les vignettes de projection.

5

10

REVENDICATIONS

1) Procédé de reconstruction d'une image radiographique d'un objet traversé par un rayonnement divergent subissant une atténuation, le rayonnement occupant des positions successives (4) ayant des portions de chevauchement et l'atténuation étant mesurée par un réseau (3) de détecteurs (10), sur lesquels le rayonnement se projette et donnant des vignettes de l'image respectivement associées aux positions du rayonnement et comprenant aussi des portions de chevauchement, le procédé comprenant une combinaison de vignettes pour reconstruire l'image, ainsi que les étapes suivantes :

- discréteriser l'objet en voxels (8)
- 15 définissant des hauteurs de reconstruction (11),
 - associer les voxels à au moins un détecteur respectif du réseau sur lequel le rayonnement se projette après avoir traversé ledit volume,
 - attribuer une valeur d'atténuation à 20 chaque voxel d'après les valeurs mesurées par ledit détecteur associé,
 - et combiner les valeurs d'atténuation des voxels aux différentes hauteurs de reconstruction pour obtenir une image bidimensionnelle.

25 2) Procédé de reconstruction d'une image radiographique selon la revendication 1, caractérisé en ce que la valeur d'atténuation attribuée à chaque volume est égale à la somme des valeurs mesurées par ledit détecteur associé, divisée par le nombre des 30 vignettes qui contribuent à donner ledit détecteur associé, et les valeurs d'atténuation des voxels sont

combinées par une combinaison numérique sur des groupes (12) des voxels superposés aux différentes hauteurs de reconstruction.

3) Procédé de reconstruction d'une image radiographique selon la revendication 1, caractérisé en ce que la valeur d'atténuation attribuée à chaque voxel est obtenue par rétroposition itérative des valeurs d'atténuation mesurées par les détecteurs (10), des valeurs provisoires étant attribuées aux voxels et corrigées après avoir été projetées sur les détecteurs, en calculant des différences entre des sommes des valeurs provisoires sur des lignes de projection et les valeurs mesurées par les détecteurs sur lesdites lignes de projection, et en rétroposant les différences sur lesdites lignes de projection pour corriger les valeurs provisoires.

4) Procédé de reconstruction d'une image radiographique selon la revendication 2 ou 3, caractérisé en ce que les valeurs d'atténuation des volumes sont combinées numériquement sur des groupes (12) des volumes superposés aux différentes hauteurs de reconstruction.

5) Procédé de reconstruction d'une image radiographique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il est appliqué à une ostéodensitométrie.

1 / 4

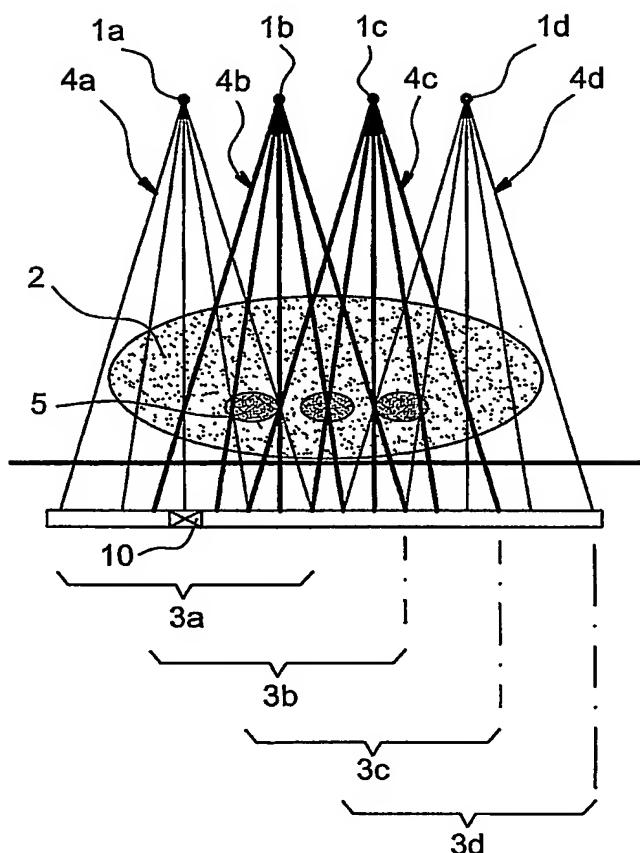


FIG. 1

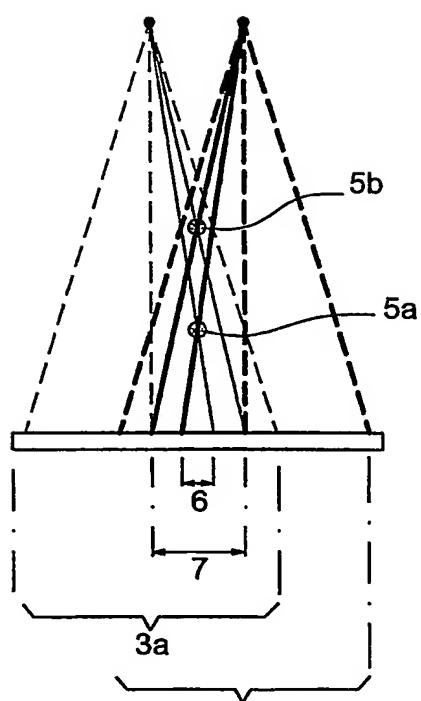


FIG. 2

3b

2 / 4

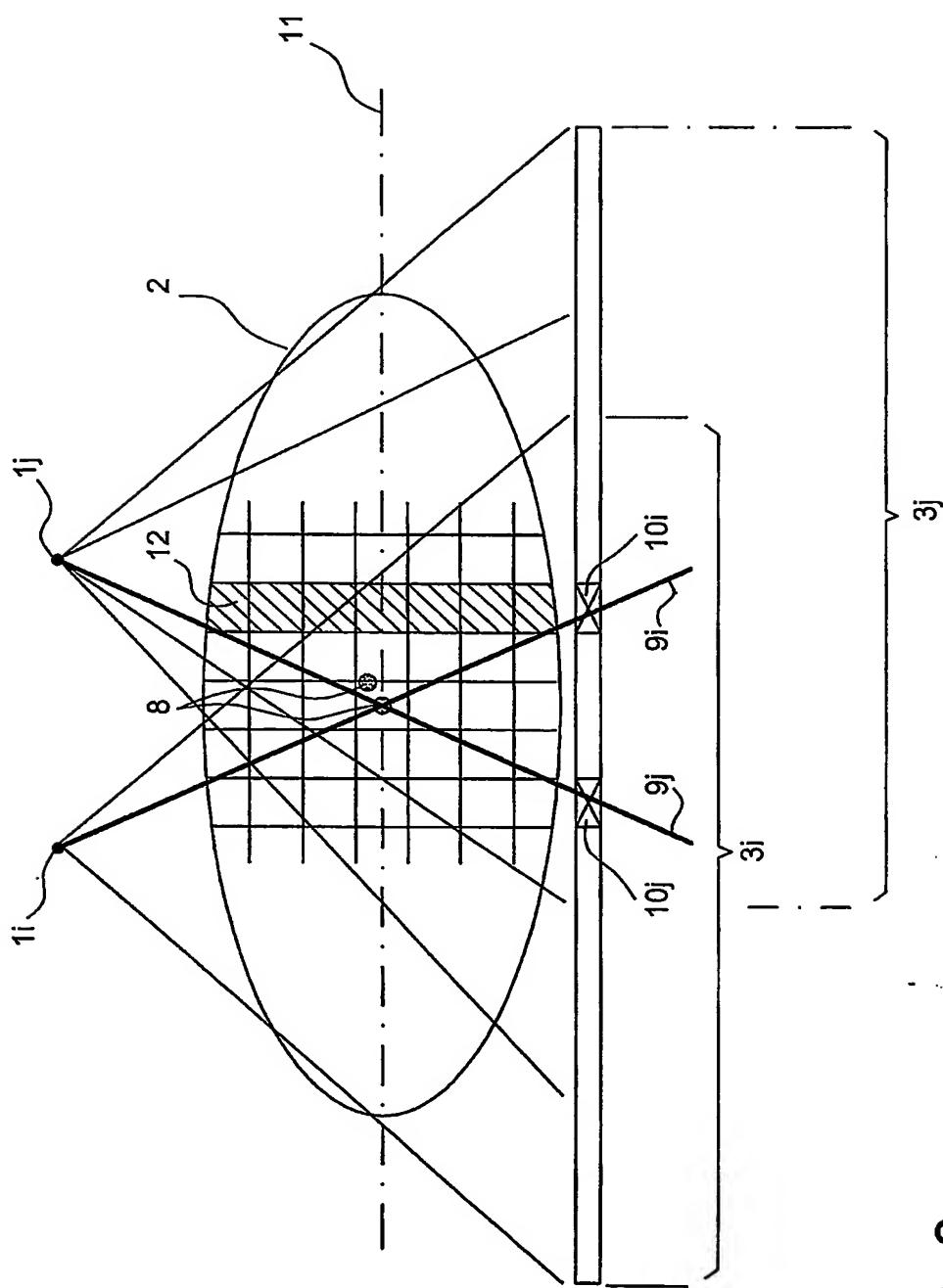


FIG. 3

3 / 4

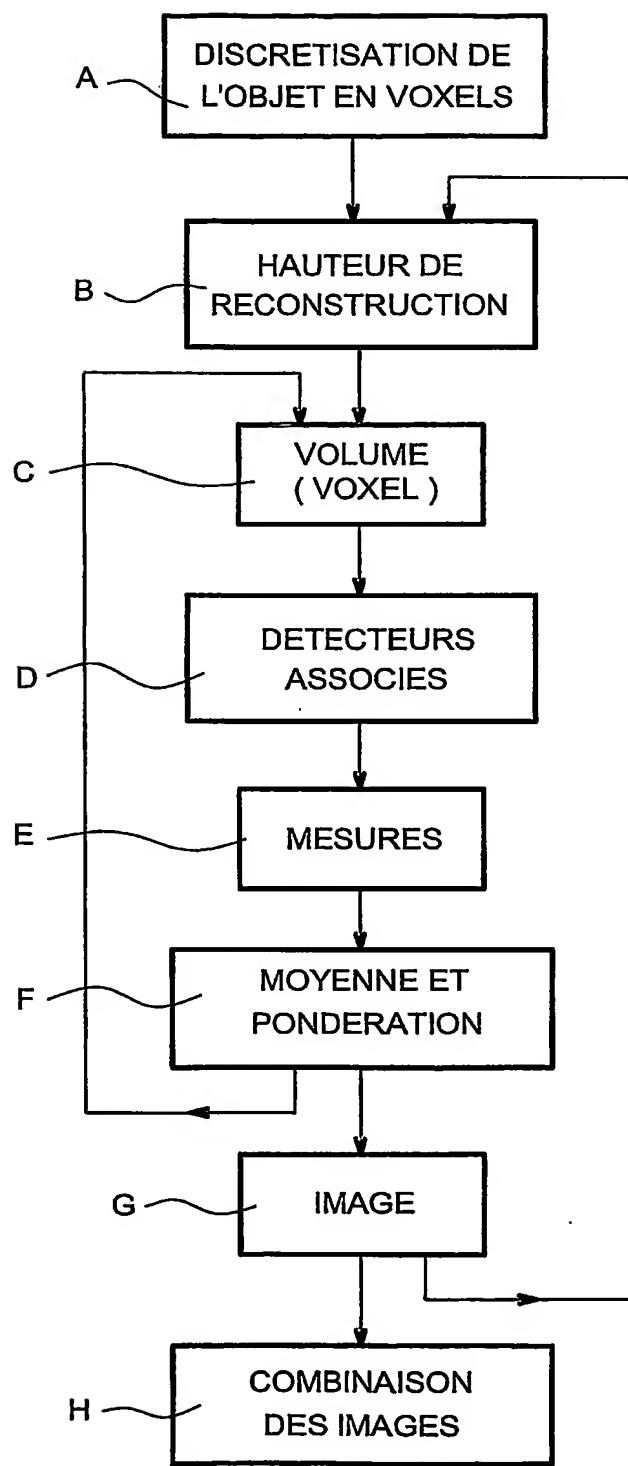


FIG. 4

4 / 4

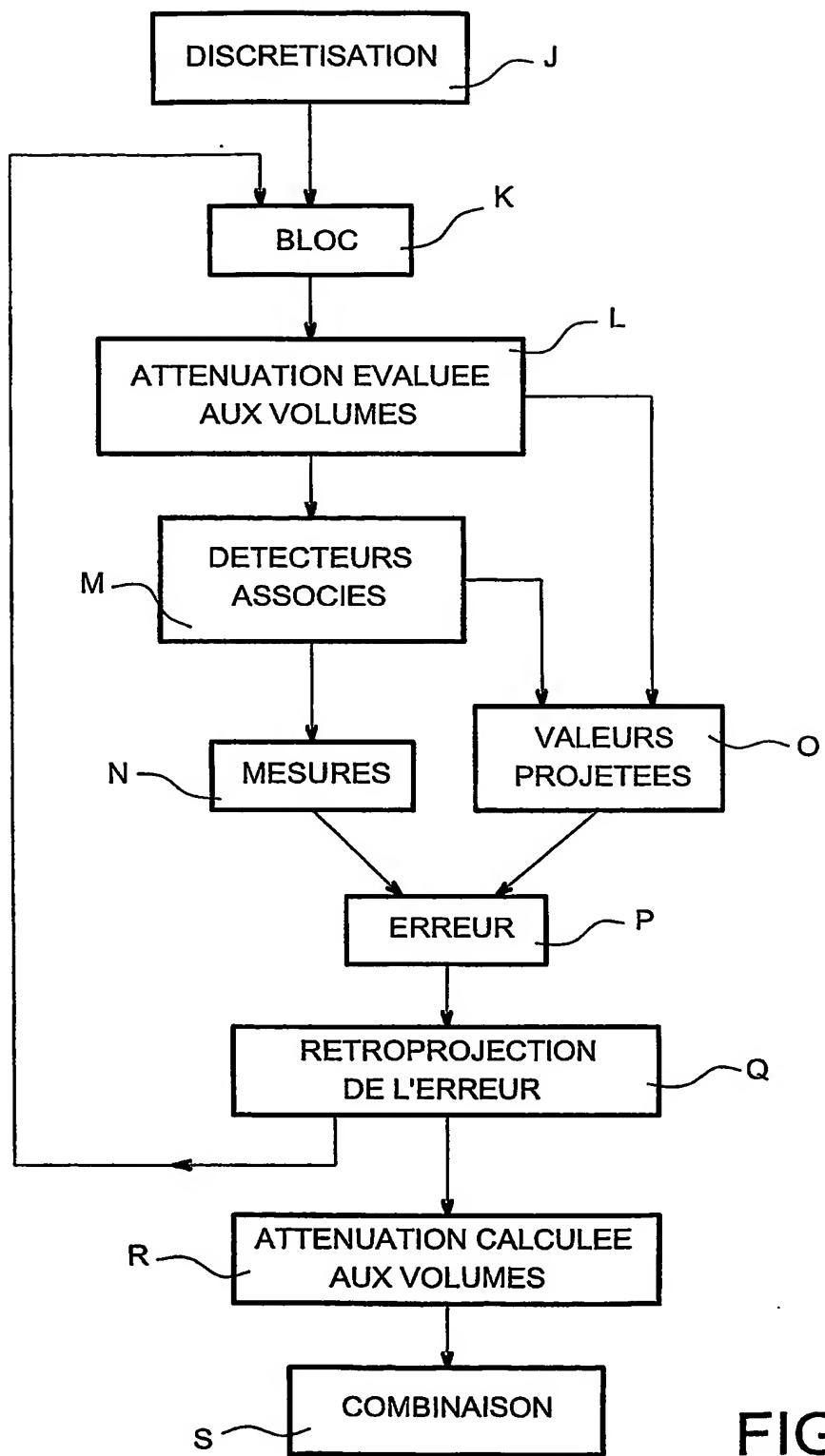


FIG. 5